

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.03.017

医学生物物理

经颅磁刺激和脑电联合作用时电磁场分布的仿真研究

王耀¹, 逯迈²

1. 兰州交通大学自动化与电气工程学院, 甘肃 兰州 730070; 2. 兰州交通大学光电技术与智能控制教育部重点实验室, 甘肃 兰州 730070

【摘要】目的: 研究分析经颅磁刺激和脑电(TMS-EEG)联合作用时磁感应强度和感应电场强度的分布情况。**方法:** 利用有限元多物理场仿真软件COMSOL, 搭建3层同心球人头模型、TMS线圈模型和EEG电极模型, 在TMS线圈的作用下, 对比分析了有无脑电极时, 人头模型当中磁感应强度和感应电场强度的不同。**结果:** 取头部组织几个特殊位置点, 放置脑电极后, 各点处磁感应强度和感应电场强度均发生变化, 磁感应强度最大变化达19.19%, 感应电场强度最大变化达75.33%。添加脑电极后, 人体头部组织YZ纵切面的最大磁感应强度降低7 mT, 最大感应电场强度值降低0.6 V/m。大脑处的三维磁感应强度和感应电场强度均随着深度的增加而逐渐减小, 放置脑电极后, 脑组织中的最大磁感应强度值减少1.4 mT, 最大感应电场强度值减少0.13 V/m。**结论:** 经TMS-EEG联合作用时, 在头皮处放置脑电极会对电磁场的分布产生影响, 间接影响TMS的治疗作用。

【关键词】 经颅磁刺激; 脑电图; 人头模型; 电磁场

【中图分类号】 R312; TM153

【文献标志码】 A

【文章编号】 1005-202X(2023)03-0369-09

Simulation study of electromagnetic field distribution when combining TMS with EEG

WANG Yao¹, LU Mai²

1. School of Automation and Electrical Engineering, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China; 2. Key Lab of Opt-Electronic Technology and Intelligent Control of Ministry of Education, Lanzhou Jiaotong University, Lanzhou 730070, China

Abstract: Objective To analyze the distributions of magnetic induction intensity and induced electric field intensity in the combined action of transcranial magnetic stimulation (TMS) and electroencephalogram (EEG). **Methods** The finite element multi-physics field simulation software COMSOL was used to model the 3-layer concentric spherical human head, TMS coil and EEG electrodes. The differences in magnetic induction intensity and induced electric field intensity of the human head model with and without brain electrodes are compared and analyzed in the presence of TMS coil. **Results** The magnetic induction intensity and the induced electric field intensity were changed at several specific points in the head after the placement of brain electrodes. The magnetic induction intensity had a maximum change up to 19.19%, and the maximum change in induced electric field intensity was 75.33%. After the placement of brain electrodes, the maximum magnetic induction intensity of YZ longitudinal section of human head was decreased by 7 mT, and the maximum induced electric field intensity was decreased by 0.6 V/m. Both the three-dimensional magnetic induction intensity and the induced electric field intensity at the brain were decreased gradually with the increase of depth. After the placement of brain electrodes, the maximum magnetic induction intensity and the maximum induced electric field intensity in the brain tissue were decreased by 1.4 mT and 0.13 V/m, respectively. **Conclusion** When TMS and EEG are combined, the placement of brain electrodes at the human scalp will change the electromagnetic field distribution, indirectly affecting the therapeutic effect of TMS.

Keywords: transcranial magnetic stimulation; electroencephalogram; human head model; electromagnetic field

【收稿日期】 2022-11-10

【基金项目】 国家自然科学基金(51567015, 51867014); 甘肃省教育厅项目(2018D-08)

【作者简介】 王耀, 研究生, 研究方向: TMS-EEG联合作用时电磁场分布仿真研究, E-mail: WangYao_dream@126.com

【通信作者】 逯迈, 博士, 教授, 博士生导师, 研究方向: 生物医学电磁学、电磁暴露安全评估, E-mail: mai.lu@hotmail.com

前言

1985年, Barker等研发出了第一台电容放电式的经颅磁刺激仪, 之后该技术迅速发展, 目前经颅磁刺激(TMS)已在临床和认知神经科学领域广泛使用, 用于了解正常和异常大脑活动的潜在机制^[1]。20世纪20年代 Berge等开创了人类脑电图(EEG)的技术,

该方法能够在以毫秒计算的时间分辨率下对不同空间尺度的局部和远程神经通信产生的神经活动进行无创评估,该技术能够从大脑表面对自发和与事件相关的脑电活动进行无创测量^[2-3]。1997年 Ilmoniemi 等^[4]引入 TMS 与 EEG 相结合(TMS-EEG)的技术,该技术是表征大脑反应性和连通性的一种新的独特方法^[5]。许多研究已使用 TMS-EEG 技术探索如重复 TMS、经颅直流电刺激等不同神经调节技术对皮质功能的影响^[3]。

TMS-EEG 技术不仅可以更详细地探索 TMS 对大脑的影响,还将促进 TMS 作为研究皮质兴奋性和皮质连通性的潜在有用工具的发展。TMS-EEG 技术还可以研究运动阈值刺激下对大脑运动皮质和其他脑区的影响^[6]。TMS-EEG 可用于识别大脑常见的神经生理损伤^[7]。TMS-EEG 技术提供一种研究人类在各种行为状态下大脑回路功能和完整性的方法^[8]。

TMS-EEG 技术决不是两种技术的简单叠加,两者之间的结合目前仍然存在诸多的技术问题。TMS 产生的强烈脉冲磁场会对皮肤、神经、肌肉、头骨和脑脊液等组织周围空间中的导体诱发不必要的电场,会对 TMS 作用下目标空间的磁场和电场产生影响。另外 TMS 的时变磁场对附近的导体,比如高导电性的脑电极等产生次级电流(涡流),导致脑电极运动和发热,不仅会对 EEG 传感器造成损坏,还可能因温度升高对人体造成伤害^[9-10]。

1 方法

1.1 原理

电磁感应是 TMS 技术的基础,在不侵入人体的情况下,TMS 就可以产生一定的刺激,既不会产生外部创伤也不会带来痛感。TMS 线圈一般置于人体头部上方,线圈周围空间中会产生由线圈内脉冲电流激发的脉冲磁场,人体头部被该磁场激发感应电流,最后大脑神经细胞被感应电流刺激^[11-12]。通过 TMS 技术在一定时间内对大脑部分区域精准刺激,探索不同大脑刺激区域与不同行为功能的联系,这是目前脑科学领域常用的研究方法^[13]。

TMS-EEG 技术具有使用简便、时间分辨率高等优点。TMS 磁刺激下的 EEG 信号可用于探索大脑活动与人的行为之间的关系;研究 EEG 信号也可以评判 TMS 线圈作用下是否对目标脑靶区产生了高空间、时间分辨率的刺激^[14]。

如图 1 所示,在 TMS-EEG 技术中,TMS 线圈在脑电图帽和传感器上保持切向,TMS 产生的时变磁场在邻近的导电路组织中会诱发电场。TMS 感应磁场(B)垂直于 TMS 线圈的平面,组织中的感应电场

(E)方向与磁场(B)方向垂直,在组织中感应电流的方向反平行于线圈中电流的方向^[8]。

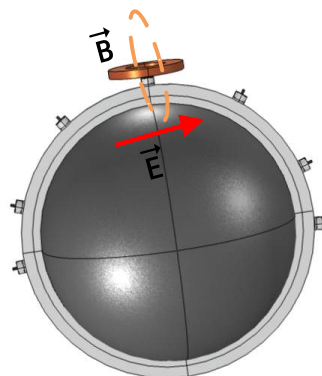


图1 TMS-EEG 联合技术示意图

Figure 1 TMS-EEG technology

本文需要使用电磁学当中的基本方程来计算 TMS 线圈作用下人体头部组织和电极等位置的空间电磁场分布。研究电磁场环境中的人体,需要把人体各组织看作电介质来处理,因此在计算人体的感应电场和磁场分布时,首先要知道人体各个组织的电导率,介电常数等参数。

本文基于有限元的基本方法计算 TMS 线圈产生的电场和磁场。Maxwell 方程组是电磁学的基本方程组:

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (4)$$

其中, \mathbf{H} 为磁场强度矢量(A/m); \mathbf{J} 为电流密度矢量(A/m²); \mathbf{D} 为电通密度(C/m²); \mathbf{E} 为电场强度矢量(V/m); \mathbf{B} 为磁感应强度矢量(T); ρ 为电荷体密度(C/m³)。

TMS 线圈内所通电流的频率为 5 kHz,该频率下得到的波长为 60 km,这要远远大于 TMS-EEG 系统的模型尺寸,故可以把 TMS 线圈作用下周围空间的磁场看作磁准静态场。

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} \right) - \nabla \left(\frac{1}{\mu} \nabla \cdot \mathbf{A} \right) + \sigma \nabla \phi + \sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} = \mathbf{J} \quad (5)$$

$$\nabla \cdot \left(\sigma \nabla \phi + \sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} \right) = 0 \quad (6)$$

式(5)、(6)是磁位的三维涡流场控制方程,结合磁矢位 \mathbf{A} 和电位 ϕ 可以使用有限元法计算得出^[15]。电场强度 \mathbf{E} 、感应磁场强度 \mathbf{B} 与磁矢位 \mathbf{A} 和电位 ϕ 在磁准静态场中关系如下:

$$\mathbf{E} + \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} = -\nabla \phi \quad (7)$$

$$\boldsymbol{B} = \nabla \times \boldsymbol{A}$$

(8)

由式(7)、(8)可计算得出人体内的感应磁场强度和感应电场强度。

1.2 人头模型和TMS线圈模型

仿真研究TMS-EEG联合作用时电磁场的分布情况,首先搭建人体头部模型。1969年Rush等^[16]介

绍了人体头部的3层同心球模型,在该模型中,人体头部被近似看作3层同心球,由内到外依次为大脑、颅骨和头皮。3种组织的具体结构尺寸为:头皮外半径R1为92 mm,颅骨外半径R2为85 mm,大脑外半径R3为80 mm,O点为人头中心,具体头部模型及尺寸如图2所示。

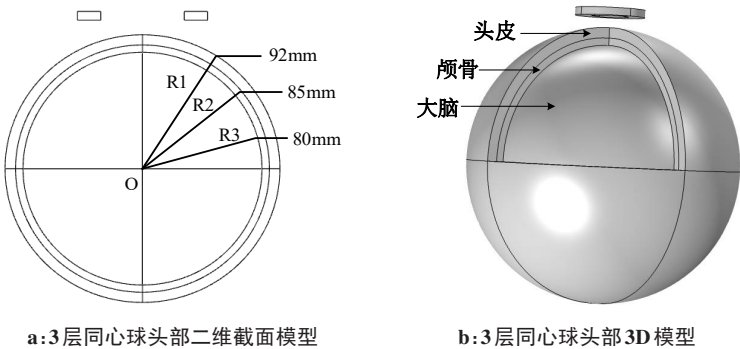


图2 3层同心球头部模型
Figure 2 Three-layer concentric spherical head model

人体各组织的介电参数各不相同,国际上许多研究者都使用四阶Cole-Cole方程来对各参数进行提取^[17]。Gabriel提出的四阶Cole-Cole模型如式(9)所示:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_r' - j\varepsilon_r'' = \varepsilon_{r\infty} + \sum_{n=0}^4 \frac{\Delta\varepsilon_m}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\varepsilon_0}$$

(9)

其中, ε_r^* 指复相对介电常数; ε_r' 指相对介电常数,也就是复相对介电常数的实部; ε_r'' 指损耗因子,即复相对介电常数的虚部; $\varepsilon_{r\infty}$ 是在光频处的相对介电常数的值; ε_m 指相对介电常数的增量; τ_n 代表中心弛豫时间; α 为弛豫分布的时间,它的取值为0~1; σ_i 指离子电导率; ω 是角频率; ε_0 代表真空中的介电常数。

本研究中TMS线圈所通电流频率为5 kHz,假定人体头部组织各个部位都分布着均匀介质,则每一层组织在该频率下的电参数如表1所示^[18]。

表1 电流频率为5 kHz时头部各组织介电常数和电导率
Table 1 Permittivity and conductivity of human tissues
at current frequency of 5 kHz

头部组织	相对介电常数	电导率/S·m ⁻¹
大脑	21 119.67	0.725 419
颅骨	2 988.7	0.082 299
头皮	1 134.6	0.000 201 17

尽管3层同心球模型结构比较简单,与实际的人头结构存在差别,但是在TMS刺激条件变化时,同心球模型可以评估各种情况下的标准化条件,同时简

化模型也降低了计算要求,使得运算成本大大减少^[19-20]。

结合实际线圈的尺寸和考虑到仿真研究的可操作性,本次研究中TMS线圈采用经典的单圆环形线圈^[21],线圈的大半径r1为36 mm,小半径r2为25 mm,线圈的厚度h为5 mm,线圈距头部距离为10 mm,线圈的形状大小如图3所示。线圈通入大小5 000 A,频率为5 kHz的电流。线圈的材料取为铜,取铜的相对磁导率为1,铜的相对介电常数为1,电导率取值为5.998×10⁷ S/m。

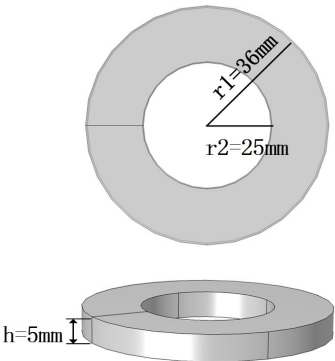


图3 TMS单圆环形线圈示意图
Figure 3 Schematic diagram of TMS circular coil

1.3 EEG电极模型及电极排布

生物采集电极的构成包含金属银、金等的电子导体和导电胶以及生理盐水等一些电解质,具有极化性能的电极像铂电极等,在记录生物电信号时会

出现移动伪差,故当采集生物电信号时,优先要考虑非极化电极^[22]。

银/氯化银(Ag/AgCl)电极就是一种理想的非极化电极,该电极的非极化性能卓越,还具有非常好的电化学稳定性,一次性的Ag/AgCl湿电极被看作是生物电信号检测的金标准,在生物电信号记录领域应用广泛。当前大部分的脑部成像研究及其EEG信号的采集都基于传统的Ag/AgCl EEG 镀层电极^[23]。

图4是Ag/AgCl EEG 镀层电极的简化模型,最里面为纯银圆柱体,外面包裹一层AgCl镀层,与头皮直接接触的部分为导电膏,导电膏的底面与3层同心球头模型的球面贴合,电极上面放置一根材料为银的电极导线^[24]。

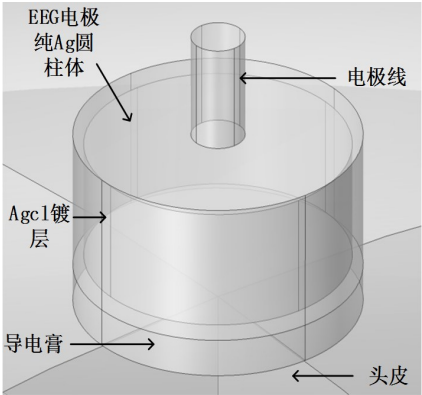


图4 电极结构示意图
Figure 4 Diagram of electrode structure

Ag/AgCl EEG 电极中圆形电极片的直径一般为8 mm左右^[25],故本设计中的EEG电极半径取4 mm(面积为0.5 cm²左右),如图5所示,在本次仿真研究中,电极高度取4 mm,外面镀层厚度0.3 mm,导电膏的厚度取为1 mm,电极导联线的高度3 mm,半径0.75 mm。查阅资料得到Ag/AgCl EEG 电极模型各个组成部分的电参数如表2所示^[26-27]。

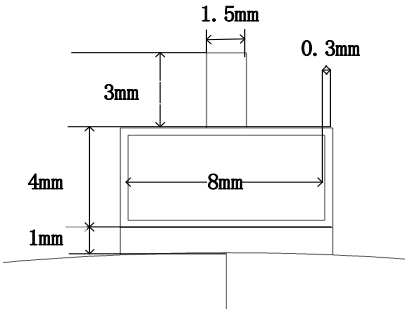


图5 电极尺寸示意图
Figure 5 Schematic diagram of electrode size

表2 EEG 电极模型各部分的介电常数和电导率
Table 2 Permittivity and conductivity of various parts of the EEG electrode

EEG 电极	相对介电常数	电导率/S·m ⁻¹
银电极体	81.00	61.6×10 ⁶
AgCl 镀层	11.20	0.000 1
电极线(银)	81.00	61.6×10 ⁶
导电膏	59.64	4.8

当前国际上通用的EEG 电极排布为10/20 系统法,该方法由临床神经生理学国际联合会提出^[28-29],10/20 系统法基于人体解剖学原理,电极在人体头部按照一定的比例有规律的分布。10/20 脑电极排布方式共包含21 个电极,两个参考电极位置选为人体的耳垂部位,并以A1 和A2 命名。人体的头部被分成10 纬线,各个电极沿着纬线摆放,各电极之间的距离为所处纬线长度的10%或20%的倍数。本研究在人体头部3 层同心球模型的基础上使用了10/20 系统法对电极进行了摆放。图6 为10/20 电极排布法俯视图和使用了10/20 系统法的三维建模示意图。

1.4 模拟仿真平台

仿真软件 COMSOL Multiphysics 由瑞典的 COMSOL 集团推出,此软件基于有限元,通过求解偏

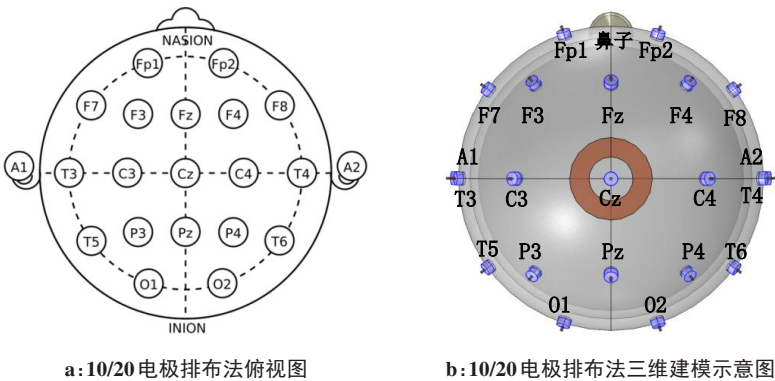


图6 10/20 电极排布示意图
Figure 6 Schematic diagram of 10/20 electrode arrangement

微分方程组实现数值仿真计算,功能强大,可以胜任电磁学、化工、流体力学等多个工程领域的仿真模拟设计。在COMSOL平台上进行仿真研究的一般步骤有:选择物理场,构建CAD几何模型,定义各种材料属性、边界条件和激励的添加,网格剖分和结果求解及其结果的后处理^[30]。

本文使用实验室购买的正版COMSOL软件,基于COMSOL环境下AC/DC模块的磁场物理接口进行了仿真计算,模型网格剖分后共有有限元离散单元199 979个,求解的自由度数目为1 269 025个。使用了16 G内存,8核的计算机进行计算,计算时间为10 min以内。

2 结果

2.1 磁感应强度与分布

在本次仿真中,3层同心球模型的中心点即为原点,Z轴过TMS线圈中心,头顶正上方电极沿着Z轴方向放置并与头皮贴合,为了定量分析在未放置EEG电极和放置EEG电极两种不同情况下,人头模型中磁感应强度的不同,取了A(0, 0, 89 mm)、B(0, 0, 83 mm)、C(0, 0, 75 mm)、D(0, 0, 70 mm)、E(0, 0, 65 mm)几个特殊的目标位置点进行分析,其中A点位于头皮表面下3 mm处,B点位于颅骨表面下2 mm处,C点位于大脑皮层下5 mm处,D点位于大脑皮层下10 mm处,E点位于大脑皮层下15 mm处(图7)。在COMSOL平台上,分别计算没有放置EEG电极和放置EEG电极两种不同情况下几个特殊点的磁感应强度,具体场值大小如表3所示。

A、B、C、D、E点处放置EEG电极后磁感应强度分别变化19.19%、9.41%、2.20%、0.64%、6.82%。对于指定深度的特殊位置处的目标刺激靶点,放置EEG电极后磁感应强度整体上发生减弱,说明添加EEG电极后,会对TMS目标靶点的磁场刺激强度产生一定程度的影响。

在放置EEG电极和未放置EEG电极两种不同情

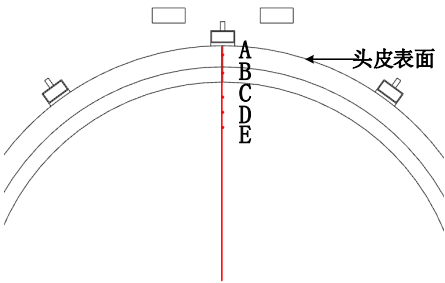


图7 人头中的几个特殊位置点
Figure 7 Several specific points in the head

表3 几个特殊点处的磁感应强度
Table 3 Magnetic induction intensity at several specific points

特殊点	无EEG电极/mT	有EEG电极/mT	差值/mT	变化百分比/%
A	90.139	72.837	-17.302	19.19
B	53.978	48.900	-5.078	9.41
C	25.191	24.638	-0.553	2.20
D	16.987	16.879	-0.108	0.64
E	12.272	11.435	-0.837	6.82

况下,头部组织YZ纵切面的磁感应强度分布如图8所示,由图8可知磁感应强度呈现左右对称分布。未放置EEG电极时,纵切面的最大磁感应强度为120 mT,放置脑电极后最大磁感应强度为113 mT,两种情况下场强的最大位置均位于TMS线圈中心正下方的头皮处,但是放置EEG电极之后纵切面的最大磁感应强度减小7 mT。图9是未放置EEG电极和放置EEG电极时大脑处磁感应强度的三维分布情况,两种情况下最大磁感应强度均出现于大脑皮层附近,对比发现,添加EEG电极后最大磁感应强度较未添加电极时减少1.4 mT。

2.2 感应电场强度与分布

和上文磁感应强度类似,在COMSOL平台上,分别计算没有放置EEG电极和放置EEG电极两种不同的情况下,A、B、C、D、E几个特殊点处的感应电场强度,具体场值大小如表4所示。A、B、C、D、E点处放

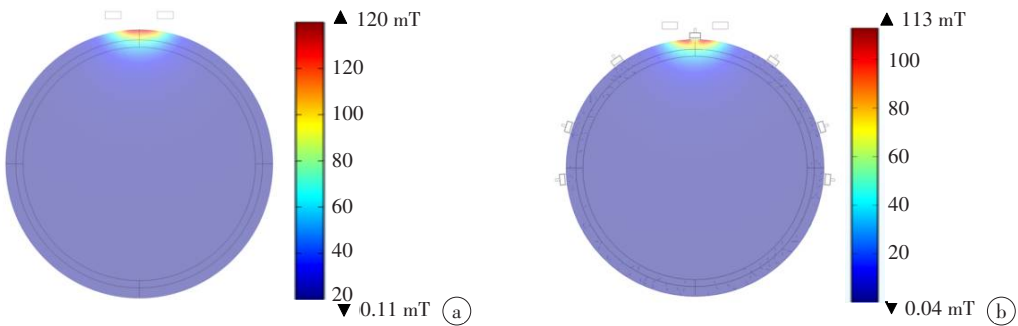


图8 未放置EEG电极(a)和放置EEG电极(b)时头部组织YZ纵切面的磁感应强度分布
Figure 8 Magnetic induction intensity distributions in YZ section of the head without (a) and with (b) electrodes placed

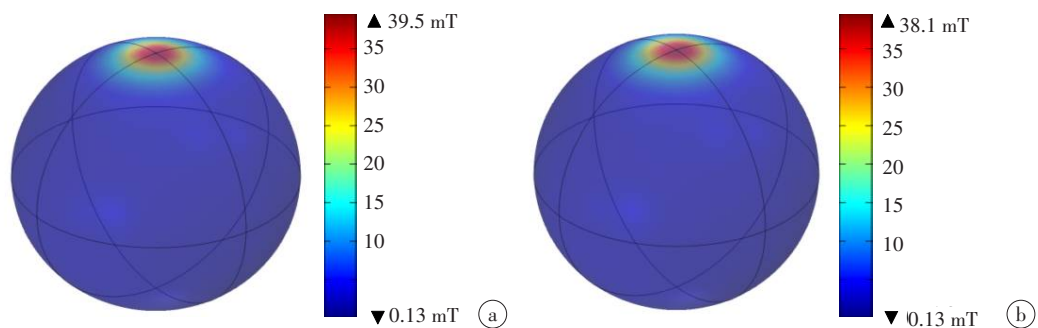


图9 未放置EEG电极(a)和放置EEG电极(b)时大脑处三维磁感应强度分布

Figure 9 Three-dimensional magnetic induction intensity distributions of the brain without (a) and with (b) electrodes placed

置 EEG 电极后感应电场强度分别变化 43.53%、33.12%、33.39%、23.26%、75.33%,对于指定深度特殊位置处的的目标刺激靶点,放置 EEG 电极后感应电场强度减弱明显,添加脑电极后,会对 TMS 目标刺激靶点的电场强度产生削弱。分别在放置 EEG 电极和未放置 EEG 电极时,绘制头部组织 YZ 纵切面的感应

电场强度分布情况。如图 10 所示,感应电场强度呈现左右近似对称分布。最大感应电场强度均位于 TMS 线圈体下方的头皮部位,在没有放置 EEG 电极时,纵切面的最大感应电场强度为 18.6 V/m,放置 EEG 电极时的最大感应电场强度为 18 V/m,放置了 EEG 电极之后的最大感应电场强度明显减小。

表 4 几个特殊点处的感应电场强度

Table 4 Induced electric field intensity at several specific points

特殊点	无 EEG 电极/ $V \cdot m^{-1}$	有 EEG 电极/ $V \cdot m^{-1}$	差值/ $V \cdot m^{-1}$	变化百分比/%
A	0.012 515 0	0.007 067 0	-0.005 448 0	43.53
B	0.007 047 0	0.004 713 0	-0.002 334 0	33.12
C	0.004 326 8	0.002 882 2	-0.001 444 6	33.39
D	0.001 857 7	0.001 507 1	-0.000 350 6	23.26
E	0.008 964 7	0.002 211 7	-0.006 753 3	75.33

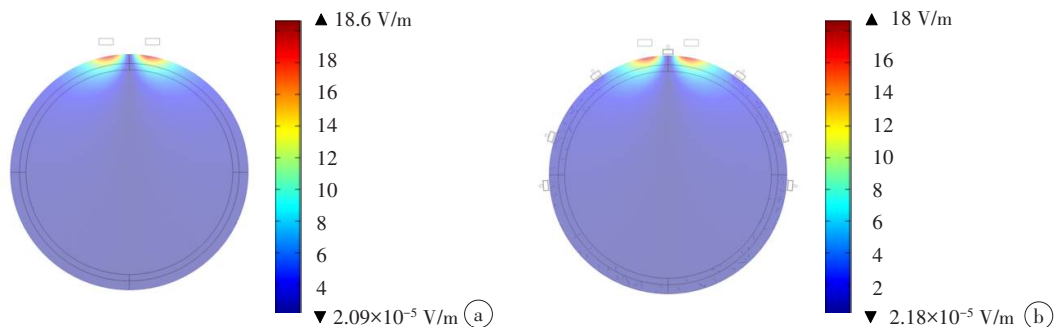


图 10 未放置 EEG 电极(a)和放置 EEG 电极(b)时头部组织 YZ 纵切面的感应电场强度分布

Figure 10 Induced electric field intensity distributions in YZ section of the head without (a) and with (b) brain electrodes placed

图 11 是未放置 EEG 电极和放置 EEG 电极时大脑组织感应电场强度的三维分布情况,由图 11 可知,较大的感应电场强度都呈环状分布于线圈体下方的的大脑皮层附近,对比发现,添加 EEG 电极后最大感应电场强度降低 0.13 V/m。

2.3 EEG 电极的场分布

在本研究中,头部 3 层同心球模型上的 EEG 电极

呈前后左右对称分布,TMS 线圈位于颅顶位置正上方,处于对称位置的 EEG 电极上的磁场和感应电场分布应相同,如图 12 所示,选取人体头部左前 1/4 部分上面放置的 8 个 EEG 电极,在 COMSOL 平台上,计算这些 EEG 电极上各自的最大磁场强度和最大感应电场强度,计算结果如表 5 所示。对比发现,颅顶位置处 Cz 电极的最大磁场值最强,C3 电极的感应电场

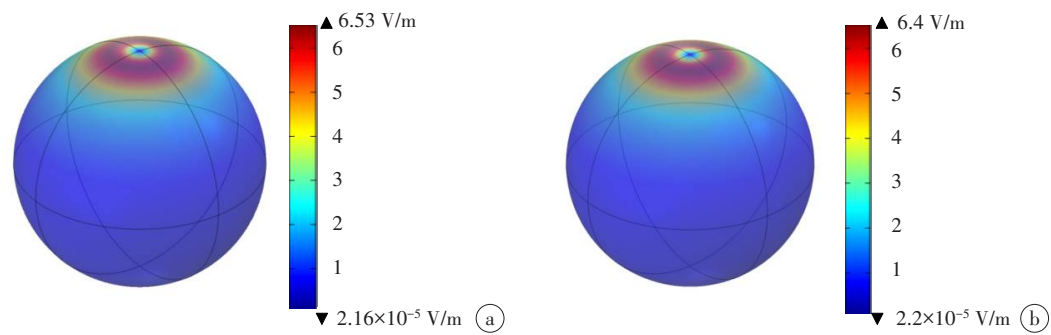


图 11 未放置 EEG 电极(a)和放置 EEG 电极(b)时大脑处三维感应电场分布

Figure 11 Three-dimensional induced electric field distributions of the brain without (a) and with (b) electrodes placed

强度最强,耳垂部位的 A1 电极处磁场强度和感应电场强度值均最弱,EEG 电极距离 TMS 线圈越远,EEG 电极上的磁场强度和感应电场强度值越弱。

图 13、图 14 是 TMS 线圈强脉冲磁场作用下 EEG 电极中磁感应强度和感应电场强度的三维分布情

况,可以发现在 10/20 国际 EEG 电极排布方式下,在 21 个 EEG 电极中,磁场和感应电场主要集中于 TMS 刺激线圈正下方的 Cz 电极当中。在此 EEG 电极上,磁感应强度在电极的表面处较大,最大值为 0.24 T,感应电场强度也在电极的表面处数值较大,最大值为 7.99 V/m,电极上的磁感应强度和感应电场强度均远高于下方的人体头部组织,在添加了 EEG 电极后,对原本空间位置的电磁场分布产生了影响。

3 讨论和结论

目前 TMS-EEG 联合技术的机制尚在完善当中,而且人体头部组织的解剖结构也非常复杂,故对该技术的研究仅仅通过实验的方法是不现实的。本研究在 COMSOL 软件平台上,进行了模型的仿真搭建和有限元数值计算,研究了 TMS-EEG 联合作用时电磁场的分布。

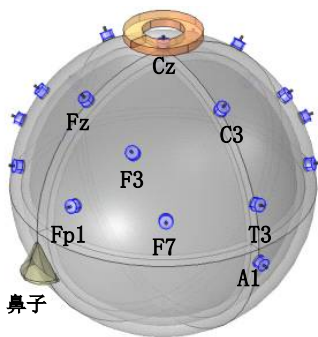


图 12 人体头部左前 1/4 部分的 EEG 电极

Figure 12 EEG electrodes in the upper left quarter of the head

表 5 部分 EEG 电极上的最大场值

Table 5 Maximum electromagnetic field value on some EEG electrodes

EEG 电极	Cz	C3	T3	Fz	F3	F7	Fp1	A1
磁场值/mT	405.11	4.668 7	0.695 2	4.864 5	1.780 9	0.715 6	0.701 1	0.387 8
感应电场值/V·m ⁻¹	8.198 6	62.082	14.621	61.584	40.152	14.513	14.492	7.613 0

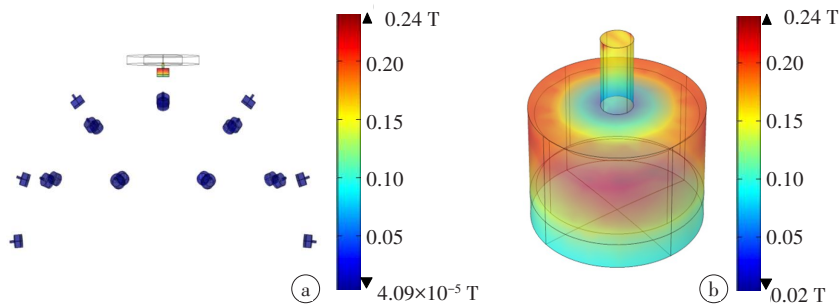


图 13 全部 EEG 电极(a)和 Cz 电极(b)的磁感应强度分布

Figure 13 Magnetic induction intensity distributions of all EEG electrodes (a) and the Cz electrode (b)

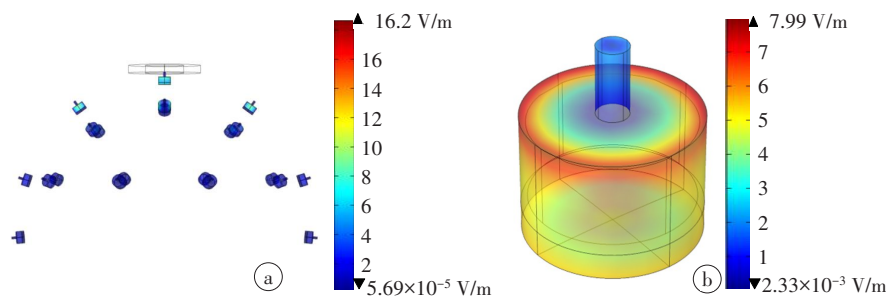


图14 全部EEG电极(a)和Cz电极(b)的感应电场强度分布

Figure 14 Induced electric field intensity distributions of all EEG electrodes (a) and the Cz electrode (b)

首先在未放置EEG电极和放置EEG电极的两种情形下,对人体头部组织内几个特殊位置点进行计算,得出这些特殊位置点处的磁感应强度值和感应电场强度值,对比分析得出,各点处磁感应强度值和感应电场强度值均发生了变化,放置电极后,各个位置点处的磁感应强度最大变化达19.19%,感应电场强度值有明显的下降,最大变化量达75.33%。

本文对比分析了在有无EEG电极时TMS作用下头部组织YZ纵切面的磁感应强度和感应电场强度分布情况,放置EEG电极后,YZ纵切面的磁感应强度最大值和感应电场强度最大值均出现了降低,最大磁感应强度降低了7 mT,最大感应电场强度降低0.6 V/m。对比分析了未放置EEG电极和放置EEG电极时大脑处的三维磁感应强度分布和感应电场强度分布,脑组织中磁感应强度和感应电场强度随着深度的增加而逐渐减小,离线圈越远衰减越明显,放置脑电极后,无论是脑组织中的最大磁感应强度值还是最大感应电场强度,均出现了明显的下降。

对于10/20国际EEG电极排布方式下的21个电极,分析研究了TMS作用下EEG电极的三维磁感应强度和感应电场强度分布,计算放置于人体头部左前1/4部分EEG电极上的最大磁场值和感应电场值,发现磁感应强度和感应电场强度主要集中分布于线圈正下方的Cz电极中,且场值均远大于人体头部组织中的最大数值。

研究表明,在TMS和EEG联合作用时,EEG电极体内的磁场和电场强度明显,人体头部组织、脑组织内的磁感应强度和感应电场强度,都会发生一定程度的削弱,说明EEG电极的存在会对TMS作用下电磁场的分布产生影响,进而对TMS的预期刺激及治疗作用产生影响。本文所使用的3层同心球模型是一种理想化的模型,与真实的人体头部组织还是有一定的差距,下一步将基于更加真实的人体头部模型进行研究,得到更加接近实际的结果。TMS-EEG联合技术还有诸多值得研究的内容,如TMS线圈所

产生的不断变化的脉冲磁场会在周围环境的导体如EEG电极中产生涡流,造成EEG电极的发热等问题,电极发热可能损坏传感器并对人体产生安全隐患,这些都是下一步要研究的内容。

【参考文献】

- [1] 李江涛,郑敏军,曹辉. 经颅磁刺激技术的研究进展[J]. 高电压技术, 2016, 42(4): 1168-1178.
- [2] Li JT, Zheng MJ, Cao H. Research progress in transcranial magnetic stimulation technology [J]. High Voltage Technology, 2016, 42(4): 1168-1178.
- [3] Ingber L, Nunez PL. Neocortical dynamicat multiple scales: EEG standing waves, statistical mechanics, and physical analogs[J]. Math Biosci, 2010, 229(2): 160-173.
- [4] Chung SW, Rogasch NC, Hoy KE, et al. Measuring brain stimulation induced changes in cortical properties using TMS-EEG [J]. Brain Stimul, 2015, 8(6): 1010-1020.
- [5] Ilmoniemi RJ, Virtanen J, Ruohonen J, et al. Neuronal responses to magnetic stimulation reveal cortical reactivity and connectivity[J]. Neuroreport, 1997, 8(16): 3537-3540.
- [6] Miniussi C, Thut G. Combining TMS and EEG offers new prospects in cognitive neuroscience[J]. Brain Topogr, 2010, 22(4): 249-256.
- [7] Fitzgerald PB. TMS-EEG: a technique that has come of age?[J]. Clin Neurophysiol, 2010, 121(3): 265-267.
- [8] Canali P, Sarasso S, Rosanova M, et al. Shared reduction of oscillatory natural frequencies in bipolar disorder, major depressive disorder and schizophrenia[J]. J Affect Disorders, 2015, 184: 111-115.
- [9] Faranak F, Marine V, Shafi MM, et al. Characterizing and modulating brain circuitry through transcranial magnetic stimulation combined with electroencephalography[J]. Front Neural Circuits, 2016, 10: 73.
- [10] Pascual-Leone A, Dhuna A, Roth BJ, et al. Risk of burns during rapid-rate magnetic stimulation in presence of electrodes[J]. Lancet, 1990, 336(8724): 1195-1196.
- [11] Roth BJ, Pascual-Leone A, Cohen LG, et al. The heating of metal electrodes during rapid-rate magnetic stimulation: a possible safety hazard [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1992, 85(2): 116-123.
- [12] 陈勇,徐桂芝,杨硕,等. 经颅磁刺激线圈设计及分析[J]. 华北电力大学学报, 2005, 32(z1): 98-101.
- [13] Chen Y, Xu GZ, Yang S, et al. Design and analysis of transcranial magnetic stimulation coils[J]. Journal of North China Electric Power University, 2005, 32(z1): 98-101.
- [14] Lu M, Ueno S. Computational study toward deep transcranial magnetic stimulation using coaxial circular coils[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2015, 62(12): 2911-2919.
- [15] Harrington RM, Chan E, Turkeltaub PE, et al. Simple partial status epilepticus one-day post single-pulse TMS to the affected hemisphere in a participant with chronic stroke[J]. Brain Stimul, 2015, 8(3): 682-683.
- [16] 白洋,李小俚. 经颅磁刺激-脑电成像系统[J]. 中国医疗设备, 2015, 30(12): 5-9.

- Bai Y, Li XL. Transcranial magnetic Stimulation-Electroencephalogram imaging system [J]. China Medical Devices, 2015, 30(12): 5-9.
- [15] 颜威利, 杨庆新, 汪友华. 电气工程电磁场数值分析[M]. 北京: 机械工业出版社, 2005: 202.
- Yan WL, Yang QX, Wang YH. Numerical analysis of electromagnetic fields in electrical engineering [M]. Beijing: Mechanical Industry Press, 2005: 202.
- [16] Rush S, Driseoll DA. EEG electrode sensitivity-an application of reciprocity[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1969, 16(1): 15-22.
- [17] Cole KS, Cole RH. Dispersion and absorption in dielectrics: I. alternating current characteristics[J]. J Chem Phys, 1941, 4: 341-351.
- [18] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III parametric models for the dielectric spectrum of tissues[J]. Phys Med Biol, 1996, 41(11): 2271-2293.
- [19] Deng ZD, Lisanby SH, Peterchev AV. Coil design considerations for deep transcranial magnetic stimulation[J]. Clin Neurophysiol, 2014, 125(6): 1202-1212.
- [20] Lu M, Ueno S. Comparison of the induced fields using different coil configurations during deep transcranial magnetic stimulation[J]. PLoS One, 2017, 12(6): e0178422.
- [21] 任征. 磁刺激线圈的设计与温升检测[D]. 北京: 北京协和医学院, 2013.
- Ren Z. Design and temperature rise detection of magnetic stimulation coils[D]. Beijing: Peking Union Medical College, 2013.
- [22] 唐冬玉, 刘莉, 刘皓. 生物电干电极的常用材料概述[J]. 材料科学与工程学报, 2020, 38(5): 860-868.
- Tang DY, Liu L, Liu H. A review on common materials for bioelectric dry electrodes [J]. Journal of Materials Science and Engineering, 2020, 38(5): 860-868.
- [23] 代萌, 董秀珍, 尤富生, 等. Ag/AgCl粉末电极和镀层电极在脑部EIT测量中的比较研究[J]. 医疗卫生装备, 2008, 29(9): 7-11.
- Dai M, Dong XZ, You FS, et al. Comparison of performances of Ag/AgCl coating electrodes and pulverized electrodes in cerebral application of electrical impedance tomography [J]. Medical and Health Equipment, 2008, 29(9): 7-11.
- [24] 赵章琰. 表面肌电信号检测和处理中若干关键技术研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2010.
- Zhao ZY. Some key technologies in surface EMG signal detection and processing[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2010.
- [25] 白建新, 程丽霞, 史一明, 等. 基于针尖阵列的柔性干电极制备与测试[J]. 微纳电子技术, 2019, 56(1): 57-64.
- Bai JX, Cheng LX, Shi YM, et al. Preparation and test of the flexible dry electrode based on tip arrays [J]. Micronanoelectronic Technology, 2019, 56(1): 57-64.
- [26] 任玉庆. 医用导电胶浆处方的设计[J]. 中国现代应用药学, 1996(1): 49.
- Ren YQ. Design of prescriptions for medical conductive pastes [J]. Chinese Modern Applied Pharmacy, 1996(1): 49.
- [27] Suffczynski M, Michaelson S. A calculation of the optical constants of noble metals[J]. Proceedings of the Physical Society, 2002, 75(5): 802-806.
- [28] 冯以浩. 基于真实头模型的电极定位及可视化[D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2012.
- Feng YH. Electrode positioning and visualization based on realistic head model[D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2012.
- [29] Rossini PM, Burke D, Chen R, et al. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee [J]. Clin Neurophysiol, 2015, 126(6): 1071-1107.
- [30] 齐欣哲, 逯迈. 射频美容电极在人脑中电磁场和比吸收率分布研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2020, 37(4): 491-497.
- Qi XZ, Lu M. Distributions of electromagnetic field and specific absorption ratio caused by radio frequency cosmetic electrode in human brain [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2020, 37(4): 491-497.

(编辑: 薛泽玲)